

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平9-51884

(43)公開日 平成9年(1997)2月25日

(51)Int.Cl.⁶

A 6 1 B 5/05

識別記号

庁内整理番号

F I

A 6 1 B 5/05

技術表示箇所

B

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 6 頁)

(21)出願番号 特願平7-209440

(22)出願日 平成7年(1995)8月17日

(71)出願人 000002174

積水化学工業株式会社

大阪府大阪市北区西天満2丁目4番4号

(72)発明者 久保田 康之

京都市南区上鳥羽上調子町2-2 積水化学工業株式会社内

(72)発明者 石井 徹哉

京都市南区上鳥羽上調子町2-2 積水化学工業株式会社内

(72)発明者 栗脇 真史

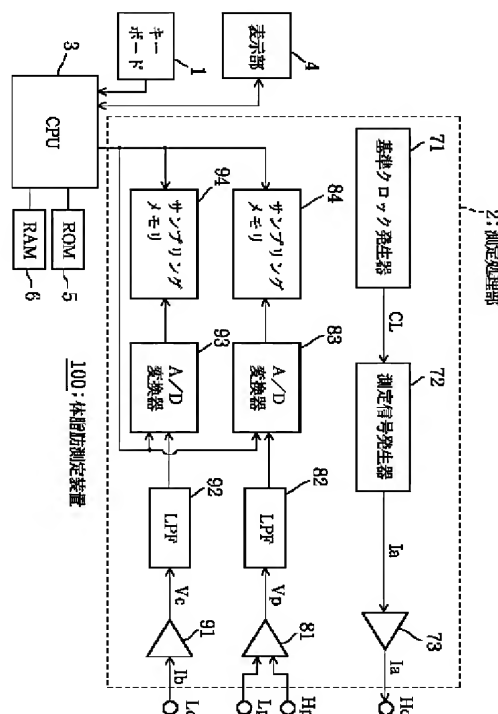
京都市南区上鳥羽上調子町2-2 積水化学工業株式会社内

(54)【発明の名称】 体脂肪測定装置

(57)【要約】

【課題】 一段と正確な生体電気インピーダンスを測定する。

【解決手段】 体脂肪測定装置は、測定処理部2と、CPU3と、表示部4とからなる。測定処理部2は、所定範囲で周波数がスweepする測定信号Iaを生成し、生体へ送出する測定信号発生器72と、測定信号Iaに基づいて、生体の手足間に生じる電位差及び電流を周波数毎に検出する差動増幅器81、ローパスフィルタ82、92、A/D変換器83、93と、A/D変換器83、93によってデジタル化された電圧を周波数毎に記憶するサンプリングメモリ84、94とからなる。CPU3は、サンプリングメモリ84、94に周波数毎に記憶されたデジタル電圧に基づいて、周波数毎に、生体の部位間の生体電気インピーダンスを算出し、算出結果から求めるべき生体電気インピーダンスや体脂肪量等を算出する。表示部4は、生体電気インピーダンスや体脂肪量等を表示する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 所定範囲で周波数が時間の経過と共に変化する測定信号を生成し、生体に送出する測定信号生成手段と、
 該測定信号生成手段から生体に送出された前記測定信号に基づいて、前記生体の互いに隔たる任意の2つの表面部位間に生じる電位差及び電流を検出する電気諸量検出手段と、
 該電気諸量検出手段によって検出された電位差及び電流を周波数毎に記憶するための記憶手段と、
 該記憶手段に周波数毎に記憶された電位差及び電流に基づいて、周波数毎に、前記生体の前記部位間の生体電気インピーダンスを算出し、得られた前記周波数毎の生体電気インピーダンスから求めるべき生体電気インピーダンス又は生体電気インピーダンスに基づく物理量を算出する演算手段と、
 該演算手段によって算出された結果を出力する出力手段とを備えてなることを特徴とする体脂肪測定装置。

【請求項2】 前記演算手段は、前記周波数毎の生体電気インピーダンスから周波数0Hz及び周波数無限大の第1及び第2の生体電気インピーダンスを算出し、前記第1及び第2の生体電気インピーダンスから求めるべき生体電気インピーダンスを算出することを特徴とする請求項1記載の体脂肪測定装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】この発明は、生体電気インピーダンス法に基づいて、被験者の体脂肪率や体脂肪量等を推計するのに有用な体脂肪測定装置に関する。

【0002】

【従来の技術】近年、人間や動物の身体組成を評価する目的で、生体の電気特性に関する研究が行われている。生体の電気特性は、組織または臓器の種類によって著しく異なっており、例えば、ヒトの場合、血液の電気抵抗率は $150\Omega \cdot \text{cm}$ 前後であるのに対して、骨や脂肪の電気抵抗率は $1\sim 5\text{k}\Omega \cdot \text{cm}$ もある。この生体の電気特性は、生体電気インピーダンスと呼ばれ、人体の体表面に装着された複数の電極間に微小電流を流すことにより測定される。このようにして得られた生体電気インピーダンスから被験者の体水分量や体脂肪率、体脂肪量等を推計する方法を生体電気インピーダンス法という

(「身体組成の評価法としての生体電気インピーダンス法」, Baumgartner, R.N., etc. 著, 「生体電気インピーダンスとその臨床応用」, 医用電子と生体工学, 金井寛著, 20(3) Jun 1982, 「インピーダンス法による体脂肪の水分分布の推定とその応用」, 医用電子と生体工学, 波江野誠等著, 23(6) 1985, 「インピーダンス法による膀胱内尿量の長時間計測」, 人間工学, 口ノ町康夫等著, 28(3) 1992 等参照)。

【0003】生体電気インピーダンスは、生体中のイオ

ンによって搬送される電流に対する生体の抵抗(レジスタンス)と、細胞膜、組織界面、あるいは非イオン化組織によって作り出される様々な種類の分極プロセスと関連したリアクタンスとから構成される。リアクタンスの逆数であるキャパシタンスは、電圧よりも電流に時間的遅れをもたらす、位相のズレ(フェーズシフト)を作り出す。この値はレジスタンスに対するリアクタンスの比率の逆正接角(アークタンジェント)、即ち、電気位相角として幾何学的に定量できる。

【0004】これら生体電気インピーダンス、レジスタンス、リアクタンス及び電気位相角との間の幾何学的な関係は、図3のインピーダンス図に示すように周波数に依存している。非常に低い周波数 f_L では、細胞膜と組織界面の生体電気インピーダンスは、電気を伝導するには高すぎる。したがって、電気は体水分量を通してのみ流れ、測定される生体電気インピーダンスは純粋にレジスタンスである。この場合のレジスタンスを、周波数が0Hzの場合のレジスタンスとして、 R_0 で表すことにする。

【0005】次に、周波数が増加するにつれて、電流は細胞膜を貫通するようになり、リアクタンスが高くなって位相角 ϕ を広げることになる。生体電気インピーダンスの大きさは、公式($Z = R^2 + X^2$)によって定義されるベクトルの値に等しい。リアクタンス X 及び位相角 ϕ が共に最大になる時の周波数を臨界周波数 f_C といい、電導体である生体の1つの電気的特性値である。この臨界周波数 f_C を超えると、細胞膜と組織界面が容量性能力を失うようになり、これにつれてリアクタンスが減少する。非常に高い周波数 f_H では、生体電気インピーダンスは再び純粋にレジスタンスと等価になる。この場合のレジスタンスを、周波数が無限大の場合のレジスタンスとして、 R_∞ で表すことにする。

【0006】図4は、人体の回路一等価モデルであり、図3のインピーダンス図に対応している。この図において、 R_m 及び C_m はそれぞれ細胞膜のレジスタンス及びキャパシタンスを表し、 R_i 及び R_e はそれぞれ細胞内のレジスタンス及び細胞外のレジスタンスを表している。低い周波数 f_L においては、電流は主に細胞外スペースを流れており、インピーダンスはレジスタンス R_e に等しくなる。高い周波数 f_H においては、電流は細胞膜を完全に通るようになり、レジスタンス R_m 及びキャパシタンス C_m は実質的に短絡されているのと等価である。従って、高い周波数 f_H でのインピーダンスは、合成レジスタンス $R_i \cdot R_e / (R_i + R_e)$ に等しい。以上説明した方法により、レジスタンス、リアクタンス、生体電気インピーダンス等を求めることができ、これらに基づいて体水分量(細胞外液)や体脂肪率、体脂肪量の変化を推計できる。

【0007】

【発明が解決しようとする課題】ところで、前述の生体

電気インピーダンス法においては、骨格筋組織内外の水分量を反映しかつ上記臨界周波数 f_c でもある50kHzが利用されている。これは、人体の総伝導量が体水分量の総伝導量と等しく、その大部分が筋組織に含まれており、脂肪組織の水分含有量は最小であるという仮定に基づいている。しかしながら、50kHzで生体電気インピーダンスを測定した場合、呼吸の影響を受けやすい。その理由は以下のように考えられる。

前述したように、脂肪の抵抗率は著しく大きいことが知られているが、空気の電気インピーダンスも著しく大きい。

生体電気インピーダンスは、前述したように、人体の体表面に装着された複数の電極間に微小電流を流すことにより測定されるが、電極は、通常、被験者の左右いずれか一方の手と足にそれぞれ取り付けられるため、電流が腕→上半身→下半身→足と流れ、空気が多く含まれている上半身(肺)を通過している。

50kHzでの測定の場合、生体電気インピーダンスは細胞膜のキャパシタンス C_m (図4参照)の影響を受けるが、このキャパシタンス C_m が呼吸によって変化する。したがって、正確な生体電気インピーダンスや体脂肪量、体内水分量を測定できないという問題があった。

【0008】この発明は、上述の事情に鑑みてなされたもので、一段と正確な生体電気インピーダンスや体脂肪量、体内水分量を測定できる体脂肪測定装置を提供することを目的としている。

【0009】

【課題を解決するための手段】上記課題を解決するために、請求項1記載の体脂肪測定装置は、所定範囲で周波数が時間の経過と共に変化する測定信号を生成し、生体に送出する測定信号生成手段と、該測定信号生成手段から生体に送出された前記測定信号に基づいて、前記生体の互いに隔たる任意の2つの表面部位間に生じる電位差及び電流を検出する電気諸量検出手段と、該電気諸量検出手段によって検出された電位差及び電流を周波数毎に記憶するための記憶手段と、該記憶手段に周波数毎に記憶された電位差及び電流に基づいて、周波数毎に、前記生体の前記部位間の生体電気インピーダンスを算出し、得られた前記周波数毎の生体電気インピーダンスから求めるべき生体電気インピーダンス又は生体電気インピーダンスに基づく物理量を算出する演算手段と、該演算手段によって算出された結果を出力する出力手段とを備えてなることを特徴とする体脂肪測定装置。

【0010】また、請求項2記載の発明は、請求項1記載の体脂肪測定装置であって、前記演算手段は、前記周波数毎の生体電気インピーダンスから周波数0Hz及び周波数無限大の第1及び第2の生体電気インピーダンスを算出し、前記第1及び第2の生体電気インピーダンスから求めるべき生体電気インピーダンスを算出することを特徴としている。

【0011】

【作用】この発明の構成において、測定信号生成手段は、所定範囲で周波数が時間の経過と共に変化する測定信号を生成し、生成した測定信号を生体に送出する。電気諸量検出手段は、上記測定信号に基づいて、生体の互いに隔たる任意の2つの表面部位間に生じる電位差及び上記2つの部位間に流れる電流を検出する。検出された電位差及び電流は、一旦記憶手段に記憶される。演算手段は、上記記憶手段に周波数毎に記憶された電位差及び電流に基づいて、周波数毎に、生体の上記部位間の生体電気インピーダンスを算出し、得られた上記周波数毎の生体電気インピーダンスから求めるべき生体電気インピーダンス又は生体電気インピーダンスに基づく物理量を算出する。算出された結果は、表示装置やプリンタに出力される。

【0012】この発明の構成によれば、呼吸によって変化すると思われるキャパシタンスの影響を受けない周波数の生体電気インピーダンスから求めるべき生体電気インピーダンスが算出されるので、体脂肪量や体内水分量等の測定において、呼吸による影響を低減できる。したがって、被験者の体脂肪量や体内水分量を一段と正確に推計できる。

【0013】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して、この発明の実施の形態について説明する。説明は、実施例を用いて具体的に行う。

A. 実施例の構成

図1は、この発明による一実施例である体脂肪測定装置の電気的構成を示すブロック図である。同測定装置10は、キーボード1と、人体に測定信号Iaを送出し、これにより人体から得られる電圧電流情報をデジタル処理するための測定処理部2と、装置各部を制御すると共に、測定処理部2の処理結果に基づいて人体の生体電気インピーダンスや体脂肪量、体内水分量等を算出するためのCPU(中央演算処理装置)3と、このCPU3によって算出された人体の生体電気インピーダンスや体脂肪量、体内水分量等を表示するための表示部4と、CPU3の処理プログラムを記憶するROM5と、CPU3の作業領域が設定されるRAM6とから概略構成されている。

【0014】上記キーボード1は、操作者が測定開始を指示するための測定開始スイッチや、全測定時間や測定回数等を測定目的に応じて設定/設定変更するための各種キーから構成されており、キーボード1から供給される各キーの操作データは、図示せぬキーコード発生回路でキーコードに変換されてCPU3に供給される。

【0015】また、上記測定処理部2は、基準クロック発生器71、測定信号発生器72、出力バッファ73及び身体の所定の部位に取り付けられる電極Hcからなる出力処理回路と、同じく身体の所定の部位に取り付けら

れる電極H_p, L_p, L_c、差動増幅器81、I/V変換器91、LPF82, 92、A/D変換器83, 93及びサンプリングメモリ(リングバッファ)84, 94からなる入力処理回路とから構成されている。

【0016】測定処理部2において、基準クロック発生器71は、全測定時間の間、周期(例えば800ns)のクロックCLを発生し、測定信号発生器72へ供給する。測定信号発生器72は、上記クロックCL毎に、周波数が所定範囲(例えば1kHz~1MHzの範囲)内を所定間隔(例えば15kHz毎)で変化する測定信号(電流)I_aを全測定時間の間、繰り返し生成し、出力バッファ73を介して、電極H_c(図1参照)に送出する。なお、電極H_cは、図2に示すように、被験者の手に吸着方式により取り付けられる。それゆえ、測定信号(電流)I_aは、被験者の手の部分から人体に入る。

【0017】次に、上記差動増幅器81は、2つの電極H_p, L_p間の電位(電位差)を検出する。電極H_pは、図2に示すように、被験者の手に吸着方式により取り付けられ、電極L_pは、足の足首近傍に吸着方式により取り付けられる。したがって、差動増幅器81は、上記測定信号I_aが人体に供給されると、被験者の手足間の電圧V_pを検出し、ローパスフィルタ82へ供給することになる。この電圧V_pは、電極H_pと電極L_pとの間における人体の生体電気インピーダンスによる電圧降下である。

【0018】ローパスフィルタ82は、上記電圧V_pから高周波のノイズを除去し、A/D変換器83へ供給する。A/D変換器83は、CPU3からデジタル変換信号S_dが供給される度に、上記ノイズが除去された電圧V_pをデジタル信号に変換し、サンプリングメモリ84へ供給する。サンプリングメモリ(リングバッファ)84には、上記デジタル化された電圧V_pがクロックCLで規定される周期毎、測定信号I_aの周波数毎に記憶される。

【0019】次に、I/V変換器91は、2つの電極H_c, L_c間に流れる電流を検出して電圧に変換する。電極H_cは、図2に示すように、被験者の手に吸着方式により取り付けられ、電極L_cは、足の足首近傍に吸着方式により取り付けられる。したがって、I/V変換器91は、測定信号I_aが人体に供給されると、被験者の手足間を流れる電流I_bを検出し、電圧V_cに変換した後、ローパスフィルタ92へ供給する。

【0020】ローパスフィルタ92は、電圧V_cから高周波のノイズを除去し、A/D変換器93へ供給する。A/D変換器93は、CPU3からデジタル変換信号S_dが供給される度に、上記ノイズが除去された電圧V_cをデジタル信号に変換し、サンプリングメモリ94へ供給する。サンプリングメモリ(リングバッファ)94には、デジタル化された電圧V_cがクロックCLで規定さ

れる周期毎、測定信号I_aの周波数毎に記憶される。

【0021】次に、CPU3は、ROM5に記憶された処理プログラムに従って、上述した測定処理部2による測定を開始し、指定回数(例えば100回)だけサンプリングした後、測定を停止する制御を行う他、以下の処理を行う。即ち、CPU3は、まず、サンプリングメモリ84, 94に格納された電圧V_p, V_cを測定信号I_aの周波数毎に逐次読み出して平均化した後、周波数毎の生体電気インピーダンスZ(=V_p/V_c)、レジスタンス及びリアクタンスを算出する。次に、CPU3は、得られた周波数毎の生体電気インピーダンスZ、レジスタンス及びリアクタンスに基づいて、図3に示すインピーダンス図を作成し、そのインピーダンス図からレジスタンスR₀及びR_∞を求める。そして、CPU3は、求められたレジスタンスR₀及びR_∞から周波数50kHzのレジスタンスR_{50k}を次式に基づいて算出する。

$$R_{50k} = (R_0 + R_{\infty}) / 2 \cdots$$

そして、CPU3は、式で得られたレジスタンスR_{50k}を被験者の生体電気インピーダンスとし、これに基づいて体脂肪量、体内水分量を算出する。そして、算出された生体電気インピーダンスや体脂肪量、体内水分量等が、表示コントローラと表示器(例えばLCD)とからなる表示部4において表示される。

【0022】B. 実施例の動作

次に、上述した構成の動作について説明する。まず、測定に先だって、図2に示すように、電極H_c, H_pを被験者の手に、電極L_p, L_cを被験者の足の足首近傍にそれぞれ吸着方式により取り付ける(このとき、電極H_c, L_cを、電極H_p, L_pよりも人体の中心から遠い方に取り付ける)。次に、測定者が体脂肪測定装置100のキーボード1を用いて、測定開始から測定終了までの全測定時間や測定回数等を設定する。全測定期間は、測定精度を高めるため、少なくとも2sec以上(即ち、呼吸の周期以上)となるように設定する。また、測定回数は100回に設定するものとする。この測定回数は、例えば1~300回程度がよい。

【0023】次に、測定者が測定開始スイッチをオンにすると、CPU3は、まず、所定の初期設定を行った後、測定処理部2に測定信号送出を指示する。これにより、測定信号発生器72が基準クロック発生器71のクロックCLに従って測定信号I_aを発生するので、その測定信号I_aが出力バッファ73及び電極H_c(図2参照)を介して人体へ送出され、測定が開始される。測定信号I_aが人体に供給されると、測定処理部2の差動増幅器81において、電極H_p, L_pが取り付けられた手足間で生じた電圧V_pが検出され、ローパスフィルタ82を経てA/D変換器83へ供給される。一方、I/V変換器91では、電極H_c, L_cが取り付けられた手足間を流れる電流I_bが検出され、電圧V_cに変換された後、ローパスフィルタ92を経てA/D変換器93へ供

給される。このとき、CPU3からは、サンプリング周期毎にA/D変換器83,93に対してデジタル変換信号Sdが供給される。

【0024】A/D変換器83では、デジタル変換信号Sdの供給を受ける度に、電圧Vpをデジタル信号に変換し、サンプリングメモリ84へ供給する。サンプリングメモリ84は、デジタル化された電圧Vpを順次記憶する。一方、A/D変換器93では、デジタル変換信号Sdの供給を受ける度に、電圧Vcをデジタル信号に変換し、サンプリングメモリ94へ供給する。サンプリングメモリ94は、デジタル化された電圧Vcを順次記憶する。CPU3は、以上説明した処理を指定された測定回数(今の場合、100回)繰り返す。

【0025】そして、測定回数が100回になると、CPU3は、測定を停止する制御を行った後、まず、サンプリングメモリ84,94に格納された電圧Vp,Vcを測定信号Iaの周波数毎に逐次読み出して平均化し、周波数毎の生体電気インピーダンス $Z (=Vp/Vc)$ 、レジスタンス及びリアクタンスを算出する。次に、CPU3は、得られた周波数毎の生体電気インピーダンス Z 、レジスタンス及びリアクタンスに基づいて、図3に示すインピーダンス図を作成し、そのインピーダンス図からレジスタンス $R0$ 及び $R\infty$ を求める。そして、CPU3は、求められたレジスタンス $R0$ 及び $R\infty$ から周波数50kHzのレジスタンス $R50k$ を上記した式に基づいて算出する。そして、CPU3は、式で得られたレジスタンス $R50k$ を被験者の生体電気インピーダンスとし、この生体電気インピーダンスを用いて所定のアルゴリズムに従って体脂肪量、体内水分量を算出する。そして、CPU3は、算出された生体電気インピーダンスや体脂肪量、体内水分量等をRAM6に記憶すると共に、表示部4に表示させる。そして、当該処理を終了する。

【0026】このように、上記構成によれば、呼吸によって変化すると思われるキャパシタンス Cm の影響を受けないレジスタンス $R0$ 及び $R\infty$ から周波数50kHzのレジスタンス $R50k$ を求めて、これを生体電気インピーダンスとしているので、体脂肪量や体内水分量の測定において、呼吸による影響を取り除くことができる。したがって、被験者の体脂肪量や体内水分量を一段と正確に推計できる。

【0027】以上、この発明の実施例を図面を参照して詳述してきたが、具体的な構成はこの実施例に限られるものではなく、この発明の要旨を逸脱しない範囲の設計の変更等があってもこの発明に含まれる。例えば、算出された人体の生体電気インピーダンスをプリンタに出力するようにしても良い。また、算出された人体の生体電気インピーダンスは人体の合成電気インピーダンスに限らず、例えば、人体の細胞外液抵抗、細胞内液抵抗及びこれらの時間的変化量並びにこれらの一部であっても良く、このようにすれば、体脂肪率等の測定だけでなく、各種医療測定(例えば、透析の状態測定)への適用が期待できる。また、電極の取付箇所は、手や足に限定されない。さらに、脈波センサや呼吸の周期を検出できるセンサを人体に取り付け、各センサの出力信号により測定タイミングを設定するようにしてもよい。

【0028】

【発明の効果】以上説明したように、この発明の体脂肪測定装置によれば、呼吸の影響を受けない生体電気インピーダンスから求めるべき生体電気インピーダンスが算出されるので、体脂肪量や体内水分量等の測定において、呼吸による影響を低減できる。したがって、被験者の体脂肪量や体内水分量を一段と正確に推計できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】この発明の一実施例である体脂肪測定装置の電氣的構成を示すブロック図である。

【図2】同装置の各種電極の取付状態を示す図である。

【図3】インピーダンス図の一例を表す図である。

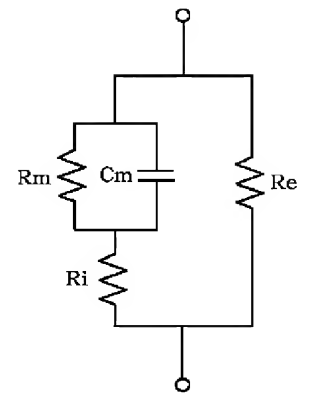
【図4】生体電気インピーダンスの回路一等価モデルを示す図である。

【符号の説明】

- 2 測定処理部
- 3 CPU(演算手段)
- 72 測定信号発生器(測定信号生成手段)
- 73 出力バッファ
- 81 差動増幅器(電気諸量検出手段)
- 82,92 ローパスフィルタ(電気諸量検出手段)
- 83,93 A/D変換器(電気諸量検出手段)
- 84,94 サンプリングメモリ(記憶手段)
- 91 I/V変換器(電気諸量検出手段)

【図1】

【図4】



【図2】

【図3】

